

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number :

2000-338412

(43)Date of publication of application : 08.12.2000

(51)Int.Cl.

G02B 21/22

A61B 19/00

G02B 27/22

H04N 13/02

(21)Application number : 11-150830

(71)Applicant :

TOSHIBA CORP  
ASAHI OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 31.05.1999

(72)Inventor :

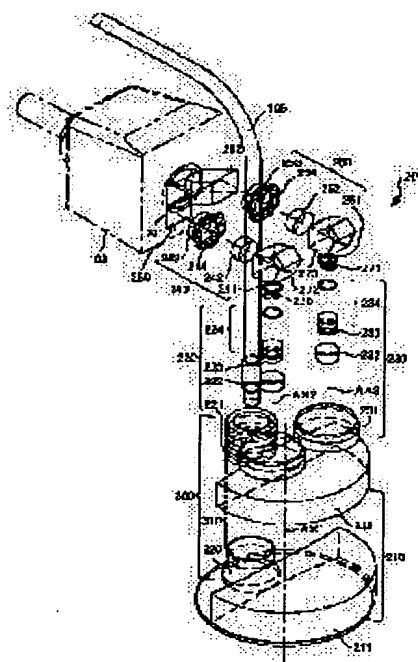
TACHIHARA SATORU  
MINEFUJI NOBUTAKA  
TANAKA KAZUSHIGE  
SEKIYA TAKAOMI  
KOREEDA DAISUKE  
ITO EIICHI  
NAKAMURA TETSUYA

## (54) STEREOSCOPIC VIEWING MICROSCOPE

## (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To allow a person other than a main observer as well to observe a microscopic picture.

**SOLUTION:** A microscopic optical system is constituted of a photographing optical system 200 electronically photographing the image of an object and an optical system for illumination 300 illuminating the object. The optical system 200 is provided with an objective optical system constituted of a close-up optical system 210 and a pair of left and right zoom optical systems 220 and 230, a pair of left and right relay optical systems 240 and 250 forming the secondary image of the object by relaying the primary image of the object formed by the objective optical system and a convergence prism 260 making object light beams from the optical systems 240 and 250 close each other. Then, visual field diaphragms 270 and 271 are arranged at the forming positions of the primary images by the optical systems 220 and 230. Besides, pentagonal prisms 272 and 273 being as an optical path deflection element deflecting an optical path at a right angle are arranged at the optical systems 240 and 250.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japanese Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2000-338412  
(P2000-338412A)

(43) 公開日 平成12年12月8日 (2000.12.8)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

テ-マコ-ト\* (参考)

G 0 2 B 21/22

G 0 2 B 21/22

2 H 0 5 2

A 6 1 B 19/00

5 0 6

A 6 1 B 19/00

5 0 6

5 C 0 6 1

G 0 2 B 27/22

G 0 2 B 27/22

H 0 4 N 13/02

H 0 4 N 13/02

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号

特願平11-150830

(22) 出願日

平成11年5月31日 (1999.5.31)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(71) 出願人 000000527

旭光学工業株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(72) 発明者 立原 悟

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

(74) 代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

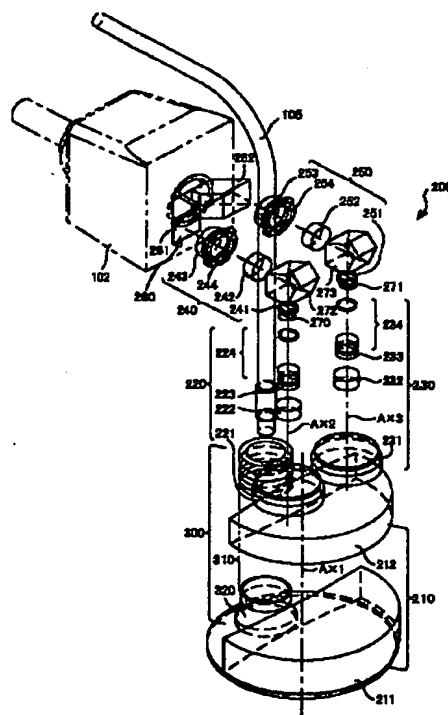
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 立体視顕微鏡

(57) 【要約】

【課題】 主術者以外の者も顕微鏡画像の観察が可能な立体視顕微鏡を提供すること。

【解決手段】 顕微鏡光学系は、被写体の像を電子的に撮影する撮影光学系200と、被写体を照明する照明用光学系300とから構成される。撮影光学系は、クローズアップ光学系210及び左右一対のズーム光学系220、230から構成される対物光学系と、この対物光学系により形成された被写体の一次像をリレーして被写体の二次像を形成する左右一対のリレー光学系240、250と、リレー光学系からの被写体光を互いに近接させる輻輳寄せプリズム260とを備えている。また、ズーム光学系による一次像の形成位置には、視野絞り270、271が配置されており、リレー光学系には光路を直角に偏向する光路偏向素子としてのペンタプリズム272、273が配置されている。



**【特許請求の範囲】**

**【請求項 1】** 単一の光軸を有し、被写体に対向して配置されたクローズアップ光学系と、  
前記クローズアップ光学系の光軸に対してそれぞれ平行な光軸を有し、前記クローズアップ光学系における互いに異なる箇所を通過した被写体光により一定の位置に被写体の一次像を形成する変倍可能な一對のズーム光学系と、  
前記ズーム光学系により形成される前記一次像の位置にそれぞれ配置された一對の視野絞りと、  
前記一次像をリレーして被写体の二次像を形成する一對のリレー光学系と、  
前記リレー光学系からの被写体光を互いに近接させる光軸間距離縮小素子と、  
一對の前記二次像を単一の撮像面により撮影する撮像素子と、  
光源装置から導かれた照明光により前記被写体を照明する照明光学系とを備えることを特徴とする立体視顕微鏡。

**【請求項 2】** 前記クローズアップ光学系の直径は、前記ズーム光学系の最大有効径と前記照明光学系の最大有効径とを内包する円の直径より大きく設定されていることを特徴とする請求項 1 に記載の立体視顕微鏡。

**【請求項 3】** 前記クローズアップ光学系のレンズ群は、光軸方向から見た平面形状が D カットされたほぼ半円状であり、このカットされた部分に前記照明光学系が配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の立体視顕微鏡。

**【請求項 4】** 前記クローズアップ光学系は、被写体側から順に、負のパワーを持つ第 1 レンズ群と、正のパワーを持つ第 2 レンズ群とを備え、前記第 2 レンズ群を光軸方向に移動調整することにより異なる距離の被写体に対して焦点を合わせることを特徴とする請求項 1 に記載の立体視顕微鏡。

**【請求項 5】** 前記ズーム光学系は、該ズーム光学系の一対の光軸を含む平面が、この平面と平行な前記クローズアップ光学系のメリジオナル面に対して所定距離離れるよう配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の立体視顕微鏡。

**【請求項 6】** 前記ズーム光学系は、前記クローズアップ光学系側から順に、正、負、負、正のパワーをそれぞれ有する第 1、第 2、第 3、第 4 レンズ群により構成され、前記第 1、第 4 レンズ群を固定し、前記第 2、第 3 レンズ群を光軸方向に移動させてズーミングを行うことを特徴とする請求項 1 に記載の立体視顕微鏡。

**【請求項 7】** 前記リレー光学系は、前記視野絞り側から順に、いずれも正のパワーを持つ第 1、第 2、第 3 レンズ群を備え、該第 1、第 2 レンズ群により前記視野絞りを透過した発散光をほぼ平行光とし、前記第 3 レンズ群により収束させることを特徴とする請求項 1 に記載の

立体視顕微鏡。

**【請求項 8】** 前記リレー光学系の第 2 レンズ群と第 3 レンズ群との間に、光量調節用の明るさ絞りを備えることを特徴とする請求項 7 に記載の立体視顕微鏡。

**【請求項 9】** 前記光軸間距離縮小素子は、左右対称な一対の光軸シフトプリズムから構成され、前記各光軸シフトプリズムは、互いに平行な入射端面と射出端面とを備え、かつ、互いに平行な第 1、第 2 反射面を備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の立体視顕微鏡。

**【請求項 10】** 前記照明光学系は、前記クローズアップ光学系の光軸に対して平行な光軸を有し、前記光源装置からの照明光を前記被写体に投影する照明レンズと、該照明レンズの光軸を前記クローズアップ光学系の光軸側に偏向する楔プリズムとを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の立体視顕微鏡。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

**【発明の属する技術分野】** 本発明は、被写体（観察対象物）を拡大観察する立体視顕微鏡に関する。

**【0002】**

**【従来の技術】** この種の立体視顕微鏡は、例えば、脳神経外科手術のように微細な組織を処置する際に使用される。即ち、脳のように微細な組織からなる器官は、その構造組織を肉眼で識別することが困難であるために、このような器官の処置は、顕微鏡下で行わざるを得ない。しかも、単眼の顕微鏡では組織の立体的構造を認識することが困難であるので、組織を立体的に拡大観察させて正確な処置を可能とするため、このような処置には双眼の立体視顕微鏡が用いられていた。

**【0003】**

**【発明が解決しようとする課題】** しかしながら、従来の立体視顕微鏡は、顕微鏡の接眼レンズを直接肉眼で覗くように設計されているため、手術を担当する主術者（場合によってはその助手）は顕微鏡画像を見ることができないものの、それ以外の者（例えば、麻酔医、看護婦、研修医、遠隔地に居るアドバイザー）は、同じ顕微鏡画像を見ることができないので、迅速且つ的確な分担作業を行ったり遠隔地からの的確な助言を行うことができないという問題点がある。

**【0004】** 本発明は、上述した従来技術の問題点に鑑みてなされたものであり、その課題は、主術者以外の者も顕微鏡画像の観察が可能な立体視顕微鏡を提供することにある。

**【0005】**

**【課題を解決するための手段】** 上記の課題を達成するため、本発明の立体視顕微鏡は、単一の光軸を有し、被写体に対向して配置されたクローズアップ光学系と、クローズアップ光学系の光軸に対してそれぞれ平行な光軸を有し、クローズアップ光学系における互いに異なる箇所を通過した被写体光により一定の位置に被写体の一次像

を形成する変倍可能な一對のズーム光学系と、ズーム光学系により形成される一次像の位置にそれぞれ配置された一對の視野絞りと、一次像をリレーして被写体の二次像を形成する一對のリレー光学系と、リレー光学系からの被写体光を互いに近接させる光軸間距離縮小素子と、一對の二次像を単一の撮像面により撮影する撮像素子と、光源装置から導かれた照明光により被写体を照明する照明光学系とを備えることを特徴とする。

【0006】上記の構成によれば、被写体光は、クローズアップ光学系を介して入射し、一對のズーム光学系により所定の視差を持つ一對の一次像が視野絞りの位置に形成される。クローズアップ光学系は、被写体からの発散光をほぼ平行光に変換するコリメート機能を有する。一次像は、一對のリレー光学系によりリレーされ、光軸間距離縮小素子により互いの間隔が短縮され、撮像素子の単一の撮像面上の隣接した領域に一對の二次像が形成される。撮影された画像は、液晶ディスプレイやCRT等の表示装置に表示され、これを立体視ビューアを用いて両目で観察することにより、被写体を拡大して立体視により観察することができる。

【0007】カラー画像を撮影する場合、撮像素子としては、例えば1枚のカラーCCDを設けてもよいし、色分解光学系を介在させて各色成分毎にCCDを設けてもよい。複数のCCDを用いる場合には、所定の視差を持つ左右2つの画像を、それぞれのCCDの隣接した領域に形成する。

【0008】クローズアップ光学系の直径は、ズーム光学系の最大有効径と照明光学系の最大有効径とを内包する円の直径より大きく設定されていることが望ましい。また、クローズアップ光学系のレンズ群を、光軸方向から見た平面形状がDカットされたほぼ半円状とし、このカットされた部分に照明光学系を配置することが望ましい。

【0009】さらに、クローズアップ光学系は、被写体側から順に、負のパワーを持つ第1レンズ群と、正のパワーを持つ第2レンズ群とを備え、第2レンズ群を光軸方向に移動調整することにより異なる距離の被写体に対して焦点を合わせることが望ましい。

【0010】ズーム光学系は、ズーム光学系の一対の光軸を含む平面が、この平面と平行なクローズアップ光学系のメリジオナル面に対して所定距離離れるよう配置されることが望ましい。また、ズーム光学系は、クローズアップ光学系側から順に、正、負、負、正のパワーをそれぞれ有する第1、第2、第3、第4レンズ群により構成される4群構成とし、第1、第4レンズ群を固定し、第2、第3レンズ群を光軸方向に移動させてズームを行うことが望ましい。この種の4群ズーム光学系は、従来から知られている。

【0011】リレー光学系は、視野絞り側から順に、い

ずれも正のパワーを持つ第1、第2、第3レンズ群を備え、第1、第2レンズ群により視野絞りを透過した発散光をほぼ平行光とし、第3レンズ群により収束させることが望ましい。また、リレー光学系の第2レンズ群と第3レンズ群との間に、光量調節用の明るさ絞りを備えることが望ましい。

【0012】光軸間距離縮小素子は、左右対称な一對の光軸シフトプリズムにより構成され、各光軸シフトプリズムは、互いに平行な入射端面と射出端面とを備え、かつ、内側と外側とに互いに平行な第1、第2反射面を備えていることが望ましい。

【0013】照明光学系は、クローズアップ光学系の光軸に対して平行な光軸を有し、光源装置からの照明光を被写体に投影する照明レンズと、該照明レンズの光軸をクローズアップ光学系の光軸側に偏向する楔プリズムとを備えることが望ましい。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して、本発明の実施の形態を説明する。

【0015】以下に説明する実施形態による立体視顕微鏡は、例えば脳神経外科手術の際に用いられる手術支援システムに組み込まれて使用される。この手術支援システムは、立体視顕微鏡によって患者の組織をビデオ撮影して得られた立体映像（ステレオ映像）を、予め得られていた患部のデータに基づいて作成したCG（コンピュータグラフィック）映像と合成して、主術者専用の立体視ビューアや他のスタッフ用のモニタ等に表示し、また、録画装置に録画するシステムである。

【0016】（手術支援システムの全体構成）図1は、この手術支援システムの概略を示すシステム構成図である。この図1に示されるように、手術支援システムは、立体視顕微鏡101と、この立体視顕微鏡101の背面の上端近傍に取り付けられたハイビジョンCCDカメラ102と、同じく下端近傍に取り付けられた顕微鏡位置測定装置103と、立体視顕微鏡101の上面に取り付けられたカウンターウェイト104と、このカウンターウェイト104に開けられた貫通孔を貫通して立体視顕微鏡101の内部に導通されたライトガイドファイバ105と、このライトガイドファイバ105を通じて立体視顕微鏡101に照明光を導入する光源装置106と、ディスク装置107を有する手術計画用コンピュータ108と、顕微鏡位置測定装置103及び手術計画用コンピュータ108に接続されたリアルタイムCG作成装置109と、このリアルタイムCG作成装置109及びハイビジョンCCDカメラ102に接続された画像合成装置110と、この画像合成装置110に接続された分配器111と、この分配器111に接続された録画装置115、モニタ114及び立体視ビューア113等から、構成されている。

【0017】上述したディスク装置107には、患者P

の患部を予め様々な撮影装置で撮影することによって得られた画像（CTスキャン画像，MRI画像，SPEC T画像，血管造影画像，等）が格納されているとともに、これらの各種画像に基づいて予め作成された患部及び周辺組織の3次元データが格納されている。なお、この3次元データは、患者Pの外皮又は内部組織の特定部位に設定された基準点（マーキング等）を原点として定義された3次元ローカル座標上で、患部及び周辺組織の形状、大きさ及び位置を、ベクトル形式又はマップ形式で特定するデータとなっている。

【0018】また、上述した立体視顕微鏡101は、その背面に取付られたマウントを介して、第1スタンド100のフリーアーム100aの先端に、着脱自在に固定されている。従って、この立体視顕微鏡101は、第1スタンド100のフリーアーム100aの先端が届く半径内で、移動自在であるとともに、任意の向きに向くことができる。但し、ここでは、便宜上、立体視顕微鏡101に対するその被写体の向きを「下」と定義し、逆向きを「上」と定義するものとする。

【0019】この立体視顕微鏡101内の光学構成については後で詳しく説明するが、その概略構成を述べると、図2に示すように、撮影光学系200は、単一の光軸を持つ大径のクローズアップ光学系210、及びこのクローズアップ光学系210における互いに異なる箇所を透過した被写体光により被写体の一次像を形成する左右一対のズーム光学系220、230からなる対物光学系と、ズーム光学系220、230による被写体の一次像の位置に配置された左右一対の視野絞り270、271と、この一次像をリレーする左右一対のリレー光学系240、250とを備える。リレー光学系240、250によってリレーされた被写体光は、ハイビジョンCCDカメラ102内に導入され、ハイビジョンサイズ（縦横のアスペクト比＝9：16）の撮像面を有するCCD116における左右の各撮像領域（縦横のアスペクト比＝9：8）に夫々二次像として再結像される。この光学系においては、クローズアップ光学系210を共通の要素として、ズーム光学系220、リレー光学系240が右の撮影光学系を構成し、ズーム光学系230、リレー光学系250が左の撮影光学系を構成し、併せて所定の基線長を隔てて配置された一対の撮影光学系をなす。

【0020】このような一対の撮影光学系によってCCD116の撮像面上における左右の各撮像領域に形成された像は、所定の基線長を隔てた二箇所から夫々撮影した画像を左右に並べたステレオ画像と等価である。そして、このCCD116の出力信号は、画像プロセッサ117によってハイビジョン信号として生成されて、ハイビジョンCCDカメラ102から画像合成装置110へ向けて出力される。なお、この立体視顕微鏡101内には、クローズアップ光学系210の焦点位置近傍に存在する被写体を照明する照明光学系300（図6参照）が内

蔵されている。そして、この照明光学系300には、光源装置106からライトガイドファイババンドル105を介して照明光が導入される。

【0021】図1に戻り、立体視顕微鏡101に取り付けられた顕微鏡位置測定装置103は、クローズアップ光学系210の光軸上に存在する被写体までの距離、クローズアップ光学系210の光軸の立体的な向き、上記基準点の位置を測定し、測定したこれら情報に基づいて上記ローカル座標における被写体の位置を算出する。そして、これら光軸の向き及び被写体の位置の情報を、リアルタイムCG作成装置109に通知する。

【0022】このリアルタイムCG作成装置109は、顕微鏡位置測定装置103から通知された光軸の向き及び被写体の位置の情報、及び手術計画用コンピュータ108からダウンロードした3次元データに基づいて、この光軸の向きから患部（例えば腫瘍）を立体視したのと等価なCG画像（例えば、ワイヤフレーム画像）をリアルタイムに生成する。このCG画像は、立体視顕微鏡101内の光学系と同じ基線長、及び同じ被写体距離での立体画像（ステレオ画像）として生成される。そして、リアルタイムCG作成装置109は、このようにして生成したCG画像を示すCG画像信号を、随時、画像合成装置110に入力する。

【0023】この画像合成装置110は、ハイビジョンCCDカメラ102から入力された実際の被写体のハイビジョン信号に、リアルタイムCG作成装置109から得られたCG画像信号を、縮尺を調整してスーパーインポーズする。このようなCG画像信号のスーパーインポーズがなされたハイビジョン信号が示す画像においては、実際に撮影して得られた画像中で、患部の形状、大きさ及び位置が、ワイヤフレーム等のCG画像として示されている。このスーパーインポーズのなされたハイビジョン信号は、分配器111によって、主術者D用の立体視ビューワ113、その他の手術スタッフ用又は遠隔地に居るアドバイザー用のモニタ114、及び、録画装置115へ、夫々供給される。

【0024】立体視ビューワ113は、第2スタンド112のフリーアーム112aの先端から垂下して取り付けられている。従って、主術者Dが処置を施し易い姿勢に合わせて、立体視ビューワ113を配置することが可能になっている。この立体視ビューワ113の概略構成を図3に示す。この図3に示されるように、立体視ビューワ113は、ハイビジョンサイズのLCDパネル120を、モニタとして内蔵している。このLCDパネル120に分配器からのハイビジョン信号による映像が表示された場合には、図4の平面図に示すように、LCDパネル120の左半分120bには、CCD116における左側撮像領域にて撮影された映像が表示され、右半分120aには、CCD116における右側撮像領域にて撮影された映像が表示される。

【0025】これら左右の映像の境界線120cは、後述する視野絞り270、271の位置調整如何により、ずれたり傾むいたりする。立体視ビューワ113内の光路は、視野絞り270、271が正確に調整された際における境界線120cに対して垂直に設置された隔壁121により、左右に区分けされている。この隔壁121の両側には、夫々、LCDパネル120側から順番に、楔プリズム119及び接眼レンズ118が配置されている。この接眼レンズ118は、LCDパネル120に表示された映像の虚像を、観察眼Iの前方約1m（-1ディオプトリ）の位置に拡大して形成するレンズである。また、楔プリズム119は、観察眼Iの輻輳角が1m先に存在する物体を観察するのと等しい角度になるように光の進行方向を補正し、自然な立体観察を可能としている。

【0026】このような立体視ビューワ113によって立体視される映像、又は、モニタ114に表示される映像においては、上述したように、予め各種撮影装置によって撮影された画像に基づいて検出されていた腫瘍等の患部の形状、大きさ及び位置を示すワイヤフレーム等のCGがスーパーインポーズされている。従って、これらを観察している主術者D又はその他の手術スタッフは、実際の映像中では識別が困難である患部を、容易に識別することができる。これにより、正確且つ迅速な処置が可能となる。

【0027】（立体観察装置の構成）次に、上述した立体視顕微鏡101（ハイビジョンCCDカメラ102を含む）の具体的な構成を、詳細に説明する。この立体視顕微鏡101は、図5の斜視図に示すように、ハイビジョンCCDカメラ102が取り付けられた背面が扁平であり、且つ、表面（背面の反対側面）の両側縁が面取りされた略角柱形状を有する。そして、その上面の中央に、開口が円形の凹部101aが形成されている。この凹部101aの中心には、ライトガイドファイババンドル105の先端が挿通固定された円筒部材であるガイドパイプ122が挿入される挿入口（図示略）が形成されている。なお、この挿入口の開口に取り付けられた円環状の部材（ファイバガイド挿入部）123は、挿入口に挿入されたガイドパイプ122を固定するチャックである。

【0028】＜光学構成＞次に、立体視顕微鏡101内の光学構成を、図6乃至図9を参照して説明する。図6は顕微鏡光学系の全体構成を示す斜視図、図7は側面図、図8は正面図、図9は平面図である。

【0029】顕微鏡光学系は、図6に示すように、被写体の像を電子的に撮影する撮影光学系200と、ライトガイドファイババンドル105により光源装置106から導かれた照明光により被写体を照明する照明用光学系300とから構成されている。

【0030】撮影光学系200は、前記のようにクロ-

ズアップ光学系210、及び左右一対のズーム光学系220、230から構成される対物光学系と、この対物光学系により形成された被写体の一次像をリレーして被写体の二次像を形成する左右一対のリレー光学系240、250と、これらのリレー光学系240、250からの被写体光を互いに近接させる光軸間距離縮小素子としての輻輳寄せプリズム260とを備えている。

【0031】また、ズーム光学系220、230による一次像の形成位置には、視野絞り270、271がそれぞれ配置されており、リレー光学系240、250には光路を直角に偏向する光路偏向素子としてのペンタプリズム272、273がそれぞれ配置されている。

【0032】このような構成により、CCDカメラ102内に配置されたCCD116上の隣接した2つの領域に、所定の視差を持つ左右の被写体像を形成することができる。なお、光学系の説明においては、「左右」はCCD116上に投影された際にその撮像面の長手方向に一致する方向、「上下」はCCD116上で左右方向に直交する方向とする。以下、各光学系の構成を順に説明する。

【0033】クローズアップ光学系210は、図6、図7、図8に示すように、物体側から順に負の第1レンズ群211と正の第2レンズ群212とが配列して構成される。第2レンズ群212は、光軸方向に移動可能であり、その移動調整により異なる距離の被写体に対して焦点を合わせることができる。すなわち、クローズアップ光学系210は、被写体がその焦点位置に位置するように調整され、被写体からの発散光をほぼ平行光に変換するコリメート機能を有する。

【0034】クローズアップ光学系210の第1、第2レンズ群211、212は、光軸方向から見た平面形状がいずれもDカットされたほぼ半円形状であり、このカットされた部分に照明光学系300が配置されている。

【0035】一対のズーム光学系220、230は、クローズアップ光学系210からの無限遠結像の被写体光を視野絞り270、271の位置にそれぞれ結像させる。一方のズーム光学系220は、図6～図8に示すように、クローズアップ光学系210側から順に、正、負、負、正のパワーをそれぞれ有する第1～第4レンズ群221、222、223、224により構成され、第1、第4レンズ群221、224を固定し、第2、第3レンズ群222、223を光軸方向に移動させてズームを行う。主に第2レンズ群222の移動により倍率を変化させ、第3レンズ群223の移動により焦点位置を一定に保つ。

【0036】他方のズーム光学系230も、上記のズーム光学系220と同一構成であり、第1～第4レンズ群231、232、233、234から構成される。これらのズーム光学系220、230は、図示せぬ駆動機構により連動し、左右の画像の撮影倍率を同時に変化させ

ることができる。ズーム光学系220, 230の光軸Ax2, Ax3は、クローズアップ光学系210の光軸Ax1に対して平行であり、かつ、図7に示すように、ズーム光学系220, 230の光軸Ax2, Ax3を含む平面が、この平面と平行なクローズアップ光学系210のメリディオナル面に対し、Dカット部の反対側にΔだけ離れている。

【0037】なお、クローズアップ光学系210の直径は、ズーム光学系220, 230の最大有効径と照明光学系300の最大有効径とを内包する円の直径より大きく設定されている。上記のようにズーム光学系220, 230の光軸Ax2, Ax3をクローズアップ光学系210のメリディオナル面から離れた位置に設定することにより、一對のズーム光学系220, 230が占める2つの円形のスペースと、照明光学系300が占める円形のスペース内に効率よく配置することができる。したがって、ズーム光学系220, 230の瞳を大きく保ちつつ、Dカット部をも大きくできるため、照明光学系300をもクローズアップ光学系の占める径内に収めることができ、全体をコンパクトにまとめることができる。

【0038】また、上記のように対物光学系をクローズアップ光学系210と一對のズーム光学系220, 230とに分けて構成することにより、長い作動距離(被写体からクローズアップ光学系210の最も被写体側の面までの距離)と高い変倍比を確保しつつ、調整機構や光学設計を単純化することができる。すなわち、クローズアップ光学系210を左右の画像で共用することにより、単一のレンズの移動により左右の画像のピントを同時に合わせることができるため、焦点調節用の機構を単純化することができる。また、クローズアップ光学系210は、被写体光を平行光にする機能のみを、各ズーム光学系220, 230は、入射する平行光により一次像を変倍可能に形成する機能のみを実現すればよい。なお、4群タイプのズームレンズは、変倍比を大きく確保することができ、かつ、全長の変化がないため、実施形態のように複数の光学系の中に設けられる変倍光学系として用いるのに望ましい。

【0039】視野絞り270, 271は、ズーム光学系220, 230により形成される一次像の位置に配置されている。視野絞り270, 271は、図6に示すように、外形が円形状で左右方向のそれぞれ内側に半円形の開口を有している。各視野絞り270, 271は、この開口の直線状のエッジがCCD116上での左右画像の境界線に相当する方向に一致し、それより内側の光束のみを透過させるように配置されている。

【0040】前述のように、実施形態の顕微鏡は、左右の二次像を単一のCCD116上の隣接領域に形成させるため、CCD116上での左右の画像の境界を明確に

して画像の重なりを防ぐ必要がある。このため、一次像の位置に視野絞り270, 271が配置されている。半円開口の直線エッジをいわゆるナイフエッジとして機能させ、それより内側の光束のみを透過させることにより、CCD116上での左右の画像の境界を明確にすることができる。

【0041】なお、視野絞り上に形成される一次像は、リレー光学系240, 250により再結像されて二次像となり、一次像と二次像とでは上下、左右が反転する。したがって、一次像の位置で左右方向の外側を規定するナイフエッジは、二次像の位置では左右方向の内側、すなわち左右の画像の境界を規定することとなる。

【0042】リレー光学系240, 250は、上述のようにズーム光学系220, 230により形成された一次像を再結像させる作用を持ち、いずれも3枚の正レンズ群により構成される。一方のリレー光学系240は、図6及び図7に示すように、単一の正メニスカスレンズから構成される第1レンズ群241と、負、正の貼合わせで構成され、全体として正のパワーを持つ第2レンズ群242と、単一の両凸レンズから構成される第3レンズ群243とから構成されている。第1レンズ群241と第2レンズ群242との間には、光路を直角に偏向する光路偏向素子としてのペンタプリズム272が配置され、第2レンズ群242と第3レンズ群243との間には光量調節用の明るさ絞り244が設けられている。

【0043】他方のリレー光学系250も、上記のリレー光学系240と同一構成であり、第1、第2、第3レンズ群251, 252, 253から構成され、第1レンズ群251と第2レンズ群252との間には、光路偏向素子としてのペンタプリズム273が配置され、第2レンズ群252と第3レンズ群253との間には明るさ絞り254が設けられている。

【0044】視野絞り270, 271を通過した発散光は、リレー光学系の第1レンズ群241, 251及び第2レンズ群242, 252により再びほぼ平行光に変換され、明るさ絞り244, 254を通過した後、第3レンズ群243, 253により再度結像して二次像を形成する。すなわち、リレー光学系の第1レンズ群241, 251及び第2レンズ群242, 252は、視野絞り270, 271からの被写体光をほぼ平行光にするコリメートレンズ群を構成し、第3レンズ群243, 253は、コリメートレンズ群からの被写体光を収束させる収束レンズ群としての機能を備えている。

【0045】リレー光学系240, 250中にペンタプリズム272, 273を配置することにより、クローズアップ光学系210の光軸方向に沿った撮影光学系200の全長を短くすることができる。また、光路偏向素子としてミラーを用いると、角度ズレにより反射光の方向が大きくずれるが、ペンタプリズム272, 273を用いることにより、直角に偏向された両光軸を含む面に対



して垂直な軸回りに角度がずれた場合にも、反射方向を一定に保つことができる。

【0046】なお、リレー光学系240、250は、その第2レンズ群242、252と第3レンズ群243、253が光軸方向、及び光軸に垂直な方向に調整自在である。これらの第2、第3レンズ群242、252、243、253を光軸方向に移動させて第1レンズ群241、251及び第2レンズ群242、252の合成焦点距離を変化させることにより、リレー光学系240、250全体の倍率（二次像の像高）を調整することができる。また、第3レンズ群243、253のみを光軸方向に移動させることにより、リレー光学系のバックフォーカスを変化させ、CCD116に対する焦点調節が可能となる。さらに、第2レンズ群242、252及び第3レンズ群243、253を一体にして光軸と垂直な方向に調整することにより、二次像の光軸に直交する面内の位置を調整することができる。このような調整のため、第2レンズ群242、252と第3レンズ群243、253とは一体の外鏡筒に保持され、第3レンズ群243、253は更にこの外鏡筒に対して光軸方向に移動可能な内鏡筒に保持されている。

【0047】このように第2レンズ群242、252と第3レンズ群243、253とは調整のために移動するため、これらのレンズ群の間にペンタプリズム272、273を設けると調整機構が複雑化する。そこで、ペンタプリズム272、273は、視野絞り270、271と第2レンズ群242、252との間に設けることが望ましい。さらに、第1レンズ群241、251により被写体光の発散度合いが弱められるため、ペンタプリズムの有効径を小さくするためには、実施形態のようにペンタプリズム272、273を第1レンズ群241、251と第2レンズ群242、252との間に設けることが望ましい。

【0048】リレー光学系240、250とCCDカメラ102との間に配置された輻輳寄せプリズム260は、それぞれのリレー光学系240、250からの被写体光の左右の間隔を狭める機能を有する。立体視による立体感を得るためには左右のズーム光学系220、230、リレー光学系240、250の間には所定の基線長が必要である。他方、CCD116上の隣接した領域に二次像を形成するためには光軸間の距離を基線長より小さくする必要がある。そこで、輻輳寄せプリズム260により、リレー光学系の光軸をそれぞれ内側にシフトさせることにより、所定の基線長を確保しつつ同一CCD上への結像を可能としている。

【0049】輻輳寄せプリズム260は、図6及び図9に示すように、五角柱の左右対称な光軸シフトプリズム261、262を、0.1mm程度の隙間をあけて対向配置することによって構成されている。光軸シフトプリズム261、262は、図9に示すように、互いに平行

な入射端面と射出端面とを備え、かつ、内側と外側とに互いに平行な第1、第2反射面を備えている。また、これらの光軸シフトプリズム261、262は、入射、射出端面や反射面に対して垂直な方向で平面的に見ると、平行四辺形の鋭角の頂角の一方を射出端面に直交する線で切り取って形成された五角形状である。光軸間距離縮小素子としては、互いに平行な2つの反射面が必要となるが、これを上記のようにプリズムとして構成することにより、2つの反射面の相互の位置関係が固定され、平面ミラー2枚を用いるより調整が容易となる。

【0050】リレー光学系240、250からの被写体光は、各光軸シフトプリズム261、262の入射端面から入射し、外側の反射面で反射されて左右方向で内側に向けられ、内側の反射面で再び入射時と同じ光軸方向に反射され、射出端面から射出してCCDカメラ102に入射する。この結果、左右の被写体光はその進行方向を変えずに左右の間隔のみが狭められ、同一のCCD116上に二次像を形成する。

【0051】照明光学系300は、被写体に照明光を投影する機能を有し、図6及び図7に示すように、ライトガイドファイババンドル105から射出する発散光の発散度合いを調整する照明レンズ310と、照明範囲と撮影範囲とを一致させるための楔プリズム320とから構成されている。照明レンズ310の光軸Ax4は、図7に示すようにクローズアップ光学系210の光軸Ax1と平行であり、かつ、所定量偏心しているため、このままでは照明範囲の中心と撮影範囲の中心とが一致せず、照明光量が無駄になる。楔プリズム310を設けることにより、上記の不一致を解消でき、照明光量を有効に利用することができる。

#### 【0052】

【発明の効果】以上に説明したように、本発明の立体視顕微鏡によると、単一の撮像素子の隣接した領域上に所定の視差を持つ左右の画像が形成されるため、この撮像素子からの画像信号をディスプレイ上で再生し、立体視ビューアーを用いて観察することにより、主術者のみでなく、遠隔地にいる者をも含めて顕微鏡画像を観察することができる。

【0053】また、クローズアップ光学系と一對のズーム光学系とに分けて対物光学系を構成することにより、長い作動距離と高い変倍比を確保しつつ、調整機構や光学設計を単純化することができる。すなわち、クローズアップ光学系を左右の画像で共用することにより、単一のレンズの移動により左右の画像のピントを同時に合わせることができるため、焦点調節用の機構を単純化することができる。また、クローズアップ光学系は、被写体光を平行光にする機能のみ、各ズーム光学系は、入射する平行光により一次像を変倍可能に形成する機能のみを実現すればよいと、それぞれの光学系の光学設計を単純化することができる。

【0054】さらに、視野紋りを一次像の形成位置に配置することにより、撮像素子上での左右の画像の境界を明確にし、一方の画像に他方の画像がノイズとして含まれるのを防ぐことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1実施形態による立体視顕微鏡を組み込んだ手術支援システムの全体構成を示す概略図。

【図2】 立体視顕微鏡内の光学構成の概略を示す光学構成図。

【図3】 立体視ビューワの光学構成の概略を示す光学構成図。

【図4】 LCDパネルの平面図。

【図5】 立体視顕微鏡の外観斜視図。

【図6】 顕微鏡光学系の全体構成を示す斜視図。

【図7】 図6に示す顕微鏡光学系の側面図。

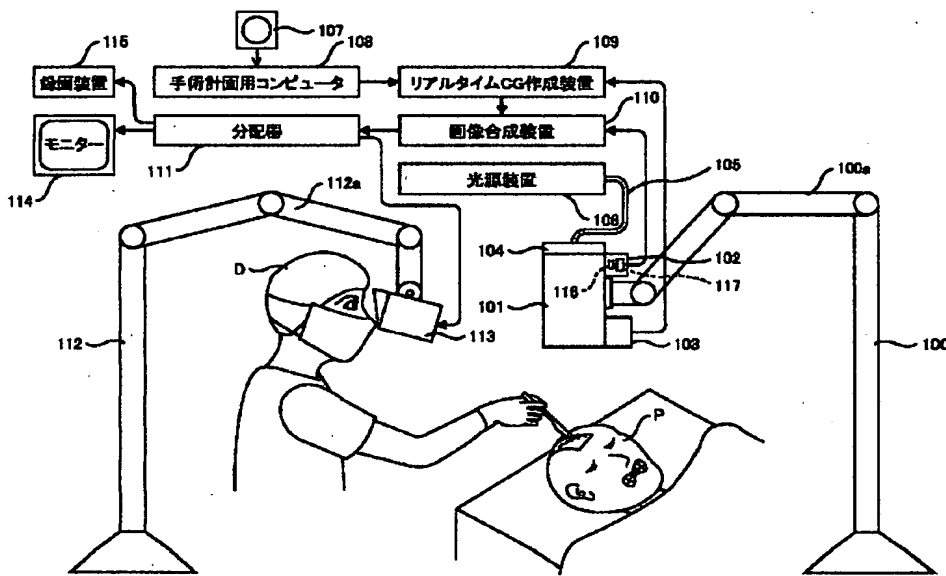
【図8】 図6に示す顕微鏡光学系の正面図。

【図9】 図6に示す顕微鏡光学系の平面図。

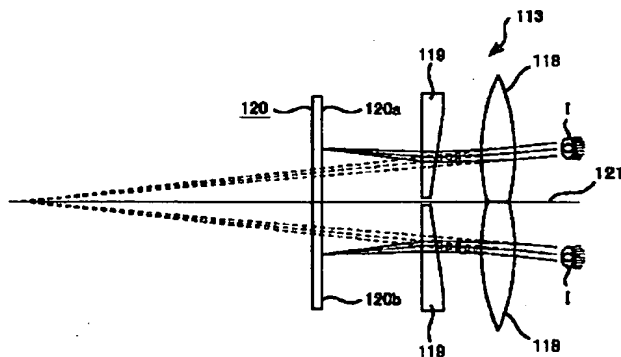
【符号の説明】

- 102 CCDカメラ
- 200 撮影光学系
- 210 クローズアップ光学系
- 220, 230 ズーム光学系
- 240, 250 リレー光学系
- 260 輻輳寄せプリズム
- 270, 271 視野紋り
- 272, 273 ペンタプリズム
- 300 照明光学系
- 310 照明レンズ
- 320 楔プリズム

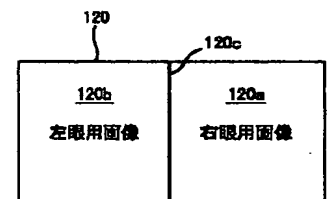
【図1】



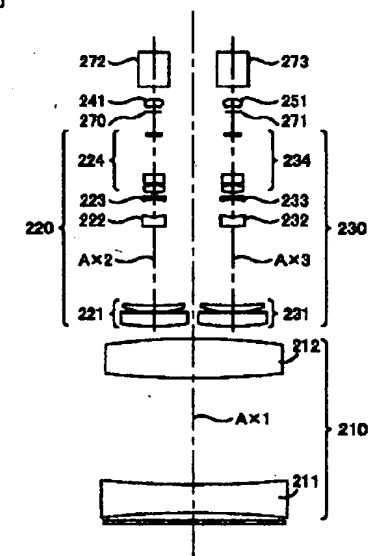
【図3】



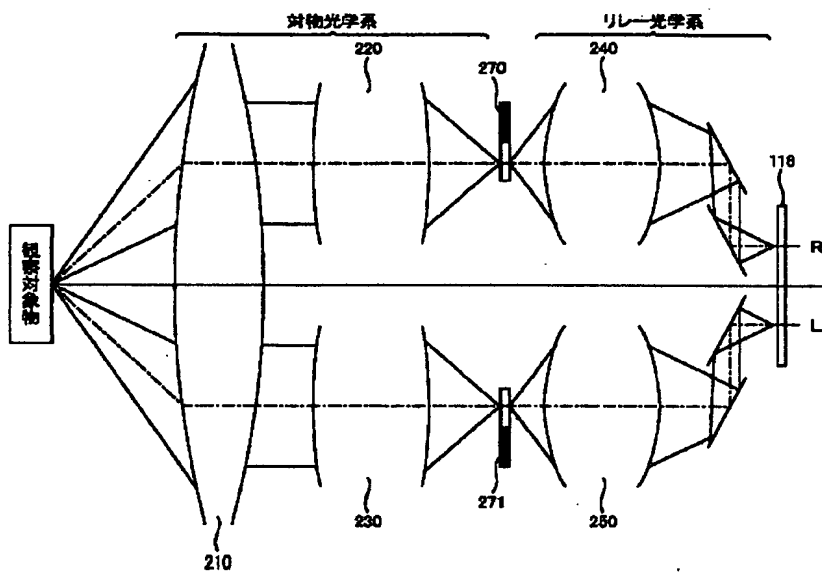
【図4】



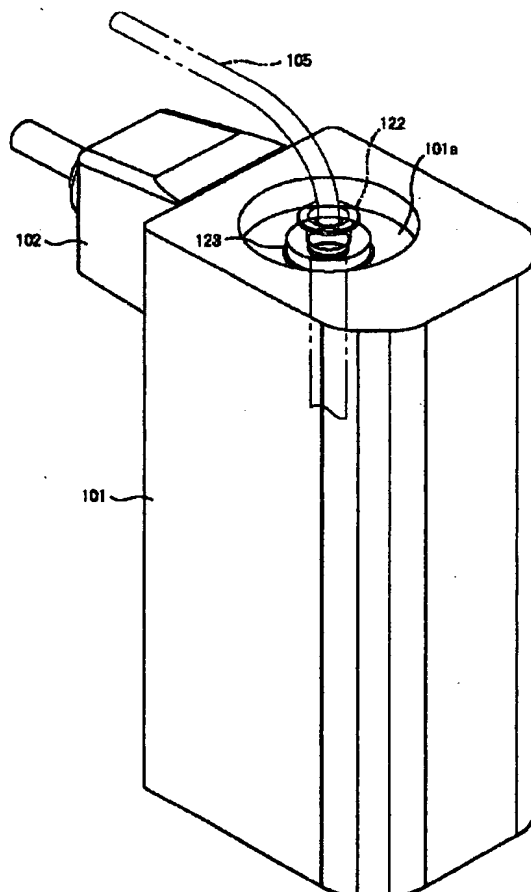
【図8】



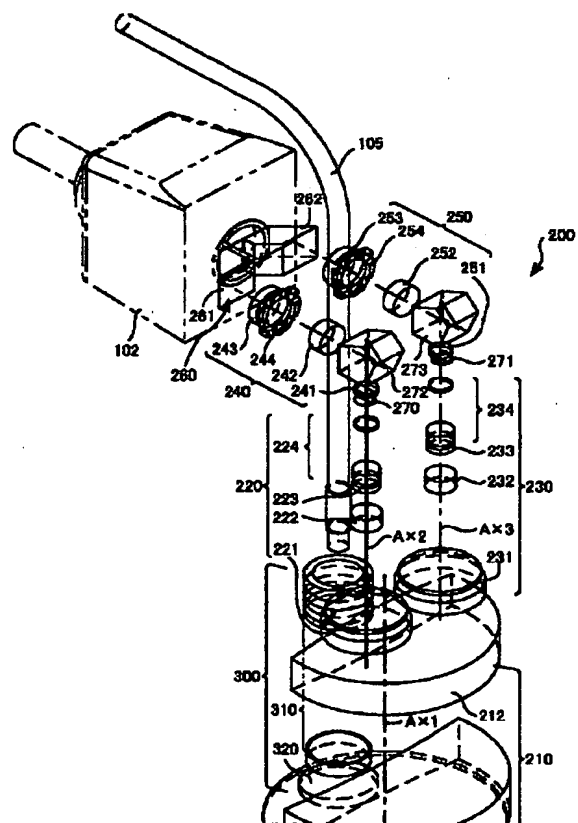
【図 2】



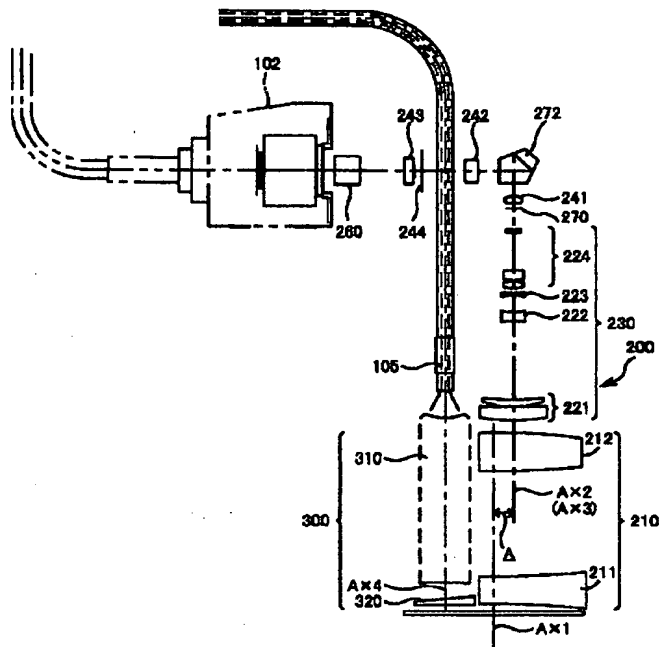
【図 5】



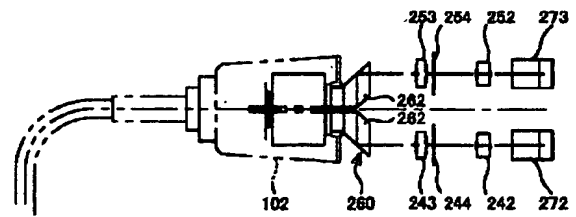
【図 6】



【図 7】



【図 9】



## 【手続補正書】

【提出日】平成12年5月26日（2000. 5. 26）

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0037

【補正方法】変更

【補正内容】

【0037】なお、クローズアップ光学系210の直径は、ズーム光学系220、230の最大有効径と照明光学系300の最大有効径とを内包する円の直径より大きく設定されている。上記のようにズーム光学系220、230の光軸A x 2、A x 3をクローズアップ光学系210のメリジオナル面から離れた位置に設定することにより、一対のズーム光学系220、230が占める2つの円形のスペースと、照明光学系300が占める円形のスペースとをクローズアップ光学系210が占める円形のスペース内に効率よく配置することができる。したがって、ズーム光学系220、230の瞳を大きく保ちつつ、Dカット部をも大きくできるため、照明光学系300をもクローズアップ光学系210の占める径内に収めることができ、全体をコンパクトにまとめることができ

る。

## 【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0041

【補正方法】変更

【補正内容】

【0041】なお、視野絞り270、271上に形成される一次像は、リレー光学系240、250により再結像されて二次像となり、かつ、一次像と二次像との間の光路で左右、上下共に偶数回反射されるため、一次像と二次像とでは上下、左右が反転する。したがって、一次像の位置で左右方向の外側を規定するナイフエッジは、二次像の位置では左右方向の内側、すなわち左右の画像の境界を規定することとなる。

## 【手続補正3】

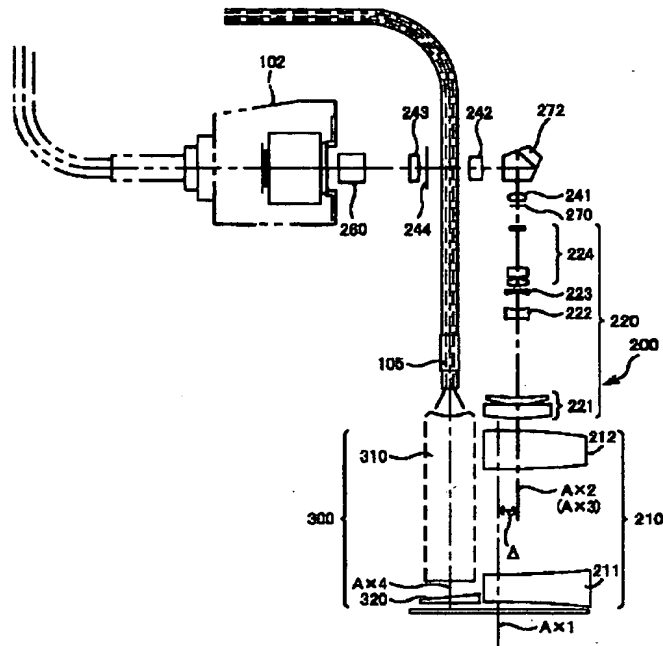
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図7

【補正方法】変更

【補正内容】

【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 峯藤 延孝  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光  
学工業株式会社内

(72)発明者 田中 千成  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光  
学工業株式会社内

(72)発明者 関谷 尊臣  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光  
学工業株式会社内

(72)発明者 是枝 大輔  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光  
学工業株式会社内

(72)発明者 伊藤 栄一  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光  
学工業株式会社内

(72)発明者 中村 哲也  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光  
学工業株式会社内

Fターム(参考) 2H052 AA13 AB01 AB05 AB14 AB21  
AB23 AC04 AC09 AC26 AF13  
AF14 AF22 AF25  
5C061 AA01 AB04 AB18